

Rec'd PCT/PTO 24 JAN 2005

10/522139  
PCT/EPO 3 / 08196



Europäisches  
Patentamt

European  
Patent Office

Office européen  
des brevets

REC'D 30 SEP 2003

WIPO

PCT

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterla-  
gen stimmen mit der  
ursprünglich eingereichten  
Fassung der auf dem näch-  
sten Blatt bezeichneten  
europäischen Patentanmel-  
dung überein.

The attached documents  
are exact copies of the  
European patent application  
described on the following  
page, as originally filed.

Les documents fixés à  
cette attestation sont  
conformes à la version  
initialement déposée de  
la demande de brevet  
européen spécifiée à la  
page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

02016768.0

Der Präsident des Europäischen Patentamts;  
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets  
p.o.

R C van Dijk

BEST AVAILABLE COPY

**PRIORITY  
DOCUMENT**  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)



Anmeldung Nr:  
Application no.: 02016768.0  
Demande no:

Anmeldetag:  
Date of filing: 26.07.02  
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Waldemar Link (GmbH & Co.)  
Barkhausenweg 10  
22339 Hamburg  
ALLEMAGNE

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:  
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.  
If no title is shown please refer to the description.  
Si aucun titre n'est indiqué se référer à la description.)

Knieprothese

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed / Priorité(s)  
revendiquée(s)

Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/  
Classification internationale des brevets:

A61F2/00

Am Anmeldetag benannte Vertragsstaaten/Contracting states designated at date of  
filing/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR IE IT LI LU MC NL PT SE SK TR

Waldemar Link (GmbH & Co.)  
D-22339 Hamburg

EPO-Munich  
58

26. Juli 2002

5

LINO694PEP  
D/gh

10

---

### Knieprothese

---

15

20 Für den Ersatz des menschlichen Kniegelenks verwendet man  
Prothesentypen, deren femorale und tibiale Teile je nach dem  
Erhaltungszustand des Bandapparats eine geringere oder stärker  
ausgeprägte gegenseitige Zwangsführung aufweisen. Diese  
bezieht sich auf die wesentlichen Bewegungsfreiheitsgrade des  
25 Knies, nämlich die Beugebewegung um eine Querachse, die Rotationsbewegung um eine etwa parallel zur Schienbeinrichtung verlaufende Rotationsachse und eine translatorische Bewegung in AP-Richtung (AP = anteroposterior). Den geringsten Grad an gegenseitiger Zwangsführung weisen sogenannte ungekoppelte  
30 Prothesen auf, die lediglich aus einem femoralen Kondylenpaar und einer tibialen Gleitfläche bestehen. Sie werden bei gut erhaltenem Bandapparat verwendet. Das andere Extrem bilden Scharnierprothesen, die bei schlecht erhaltenem Bandapparat verwendet werden und die Bewegungsmöglichkeiten des Knies auf  
35 die Beugebewegung einschränken. Zwischen diesen Extremen gibt es in unterschiedlichem Maße teilgekoppelte Systeme, die zwischen dem femoralen und dem tibialen Teil einen Zwischenteil

aufweisen, der durch Bildung eines Rotationslagers die Führungsaufgaben für die Rotationsbewegung übernimmt.

Unter den teilgekoppelten Prothesen, die eine Rotationsbewegung erlauben, sind zwei Typen zu unterscheiden. Bei dem ersten Typ wird die gesamte Last über das Zwischengelenkstück übertragen, das im Verhältnis zum tibialen Teil ein Rotationslager und gegenüber dem femoralen Teil ein Beuge-Scharniergelenk bildet (DE-C-26 60 623). Da in diesem Fall die Kondylengleitflächen lediglich für eine Beugebewegung bestimmt sind, können sie kongruent zu den Gegenflächen ausgebildet sein. Die Gegenflächen sind daher konkav mit gleichem Krümmungsradius gestaltet. Der zweite Typ teilgekoppelter Prothesen überträgt die Last nicht über das Gelenkzwischenstück, sondern unmittelbar von den Kondylengleitflächen auf damit zusammenwirkende tibiale Gleitflächen (DE-A-40 38 037). In diesem Fall findet zwischen den Kondylengleitflächen und den Tibiagleitflächen nicht nur eine Beugebewegung, sondern auch die Rotationsbewegung statt. Daher dürfen die Tibiagleitflächen nicht kongruent zu den Kondylengleitflächen ausgebildet sein. Wenn sie eine freie Rotationsbewegung ermöglichen sollen, müssen die Tibiagleitflächen eben sein. In der Regel läßt man sie jedoch vor demjenigen Bereich, in welchem sie mit den Kondylenflächen bei gleicher AP-Ausrichtung des Femurteils und des Tibiateils zusammenwirken (Bereich normalen Kontakts), nach vorne hin ein wenig ansteigen. Dies hat zur Wirkung, daß bei einer Rotation diejenige Kondylengleitfläche, die sich gegenüber der Tibiagleitfläche bei der Rotation nach vorne verschiebt, angehoben wird. Dies erzeugt unter der vom Gelenk übertragenen Last ein rückdrehendes Moment, das dafür sorgt, daß die Prothesenteile, sobald dies möglich ist, wieder in ihre Normalstellung gleicher AP-

Ausrichtung zurückkehren. Bei der Rotation gegenüber dem Tibiateil und der dadurch bewirkten Anhebung des Femurteils verliert die nach hinten wandernde Kondylengleitfläche ihren Kontakt mit der Tibiagleitfläche verliert. Die gesamte Last  
5 muß dann auf der anderen Seite übertragen werden, was nicht zu erhöhtem Verschleiß, sondern auch zu einem unerwünschten Biegemoment im Bereich des Rotationslagers führt.

Diesen Mangel beseitigt die Erfindung durch die Merkmale des  
10 Anspruchs 1. Demnach steigen die Tibiagleitflächen auch hinter den Bereichen des normalen Kontakts an, und zwar dergestalt, daß im Falle von Rotation jede der beiden Kondylengleitflächen mit der zugehörigen Tibiagleitfläche in Berührung bleibt; die eine Kondylengleitfläche steht in Kontakt  
15 mit dem ansteigenden Teil der Tibiagleitfläche vor dem Bereich normalen Kontakts, die andere mit dem nach hinten ansteigenden Bereich.

Vorteilhaft ist die Anwendung dieses Prinzips bei Knieprothesen mit einer gegenüber beiden Prothesenteilen fest angeordneten Rotationsachse, bei der also keine relative AP-Bewegung der Prothesenteile zueinander stattfinden kann. Der Anstieg der Tibiagleitflächen hinter dem Bereich des normalen Kontakts gleicht dann etwa demjenigen vor diesem Bereich. Die  
20 Erfindung ist aber auch anwendbar bei Prothesen, deren Rotationsachse gegenüber einem der beiden Prothesenteile in AP-Richtung verschiebbar angeordnet ist. Die Kondylengleitflächen stellen sich dann gegenüber den Tibiagleitflächen in AP-Richtung jeweils so ein, daß ausgeglichene Kraftübertragungsverhältnisse an beiden Kondylen herrschen.  
25  
30

Besonders einfach und übersichtlich sind die geometrischen Verhältnisse dann, wenn der Krümmungsradius des mit der Tibiagleitfläche zusammenwirkenden Teils der Kondylengleitflächen in der Beugeebene im wesentlichen konstant ist, d.h.

5 wenn die Kondylengleitflächen kreisbogenförmig gestaltet sind. Die Erfindung ist aber auch anwendbar, wenn dies nicht der Fall ist. Wenn der Verlauf der Kondylenflächen unregelmäßig ist, ist es dabei allerdings zweckmäßig, eine relative Bewegungsmöglichkeit der femoralen und tibialen Teile in AP-  
10 Richtung vorzusehen. Dies ist nicht notwendig, wenn die Kondylengleitflächen nach einer archimedischen Spirale geformt sind. Das Profil der Kondylengleitflächen sollte im allgemeinen konstant sein

15 Die Erfindung wird im folgenden näher unter Bezugnahme auf die Zeichnung erläutert, die ein vorteilhaftes Ausführungsbeispiel veranschaulicht. Es zeigen:

Fig. 1 eine Seitenansicht der Prothese,  
Fig. 2 eine Draufsicht auf die tibialen Gleitflächen,  
20 Fig. 3 einen Schnitt durch die tibialen Gleitflächen und  
Fig. 4 und 5 zwei Seitenansichten von entgegengesetzten Seiten bei rotiertem Femurteil.

25 Die Prothese weist einen Femurteil 1 und einen Tibiateil 2 auf, die über Dornen 3, 4 in bekannter Weise am unteren Ende des Oberschenkelknochens (Femur) bzw. am oberen Ende des Schienbeins (Tibia) zu verankern sind. Der Femurteil 1 weist ein Paar von Kondylengleitflächen 5 auf, die sich an der Vorderseite zu einer Patellagleitfläche 6 vereinigen. Der Tibia-  
30 teil 2 bildet oben eine Tragplatte 7, auf der das sogenannte Tibiaplateau 8 aus einem gleitgünstigen Werkstoff, beispiels-

weise Polyethylen, verankert ist, das die Tibiagleitflächen 9 bildet, auf denen die vorzugsweise von poliertem Metall gebildeten Kondylengleitflächen 5 gleiten. Der Femurteil 1 und der Tibiateil 2 sind miteinander durch einen Zwischenteil 10 gekoppelt, der einerseits mit dem Femurteil 1 ein Beugelager mit der Achse 11 und andererseits mit dem Tibiateil ein Rotationslager mit der Achse 12 bildet. Einzelheiten dieser Konstruktion sind erläutert in den europäischen Patentanmeldungen 1 110 261 und 1 111 551, auf die hiermit Bezug genommen wird und deren Offenbarungsinhalt zum Gegenstand der vorliegenden Anmeldung gemacht wird.

In unrotierter Stellung (Fig. 1) ruhen die femoralen Gleitflächen 5 mit ihrem Bereich 13, dessen Richtung etwa lotrecht zum Radius verläuft, auf dem Bereich 14 normalen Kontakt der tibialen Gleitflächen 9, dessen Richtung etwa lotrecht zur Achse 12 verläuft. Bei Beugebewegung kann der zwischen dem Bereich 13 und dem hinteren Ende 15 der femoralen Gleitflächen liegende Abschnitt tragend mit der Tibiagleitfläche 9 in Berührung kommen. Dieser Abschnitt verläuft im dargestellten Beispiel kreisbogenförmig mit konstantem Radius zur Beugeachse 11. Das Gleitflächenprofil ist in diesem Abschnitt konstant.

Der Bereich 14 der Tibiagleitfläche 9 hat dasselbe Profil (im Frontalschnitt) wie der damit zusammenwirkende Abschnitt 13-15 der zugehörigen Femurgleitfläche. Das bedeutet, daß im unrotierten Zustand theoretischer Linienkontakt herrscht. Praktisch ergibt sich Flächenkontakt infolge der Nachgiebigkeit des Werkstoffs der Tibiagleitflächen 9.

Der vor dem Bereich 13 liegende Abschnitt 6 der Kondylengleitflächen und der Patellagleitfläche ist für die Übertragung der Lastkräfte auf den Tibiateil 2 der Prothese ohne Belang.

5

Die Tibiagleitfläche 9 ist in der Sagittalebene schwach konkav gekrümmt, wie es Fig. 3 zeigt. Der Krümmungsradius ist beträchtlich größer als der Radius des femoralen Gleitflächenabschnitts 13-15. Dies ist erforderlich, damit die femoralen Gleitflächen im Falle von Rotation sich - ausgehend von dem Bereich normalen Kontakts 14 - im wesentlichen ungehindert um eine geringe Distanz vor- und zurückbewegen können. Im Falle einer kräftigen Rotation verlassen die Kondylengleitflächen 5 den Bereich 14 normalen Kontakts. Auf der einen Seite (siehe Fig. 4) bewegen sie sich in den ansteigenden Abschnitt 16 der Tibiagleitflächen, der vor dem Bereich normalen Kontakts 14 liegt. Auf der anderen Seite (Fig. 5) bewegen sie sich im hinteren, ansteigenden Abschnitt 17 der Tibiagleitflächen 9.

20

Die Tibiagleitflächen sind so geformt, daß die Kondylengleitflächen 5 im Falle einer solchen Rotation auf beiden Seiten Kontakt mit der Tibiagleitfläche 9 behalten, nämlich auf der einen Seite mit dem vorderen Abschnitt 16 und auf der anderen Seite mit dem hinteren Abschnitt 17.

25

Will man in diesen Abschnitten Linienkontakt zwischen den Kondylengleitflächen 5 und den Tibiagleitflächen 9 aufrecht erhalten, so muß man die Tibiagleitflächen 9 so formen, daß sie in Richtung von Kreisbögen 20 um die Rotationsachse 12 in einer Schnittebene, die diese Rotationsachse enthält, dasselbe Profil wie die Kondylengleitflächen 5 aufweisen. Dies läßt

30



sich ohne weiteres mit Hilfe eines Werkzeugs bewerkstelligen, das das Profil der Kondylengleitflächen aufweist und um die Achse 12 rotiert wird. Dies ist jedoch verhältnismäßig aufwendig. Einfacher ist es, die Tibiagleitflächen 9 mittels Werkzeugen zu fräsen, die in AP-Richtung 20 bewegt werden. In diesem Fall verzichtet man bei Rotation auf den idealen Linienkontakt zwischen den Kondylengleitflächen 5 und den Tibiagleitflächen 9 um so stärker, je weiter sich der Punkt des jeweiligen Kontakts von dem Bereich 14 normalen Kontakts entfernt. Dies ist aber unschädlich, weil so starke Rotation vergleichsweise selten stattfindet und die Perioden lang dauernder Lastübertragung auf den Bereich 14 normalen Kontakts beschränkt sind. Entscheidend ist, daß bei einer solchen starken Rotation nicht nur eine der beiden Kondylengleitflächen mit der Tibiagleitfläche zusammenwirkt, sondern beide.

26. Juli 2002

## Patentansprüche

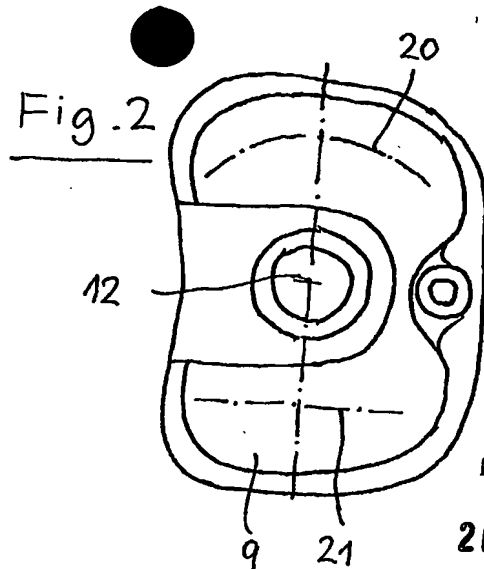
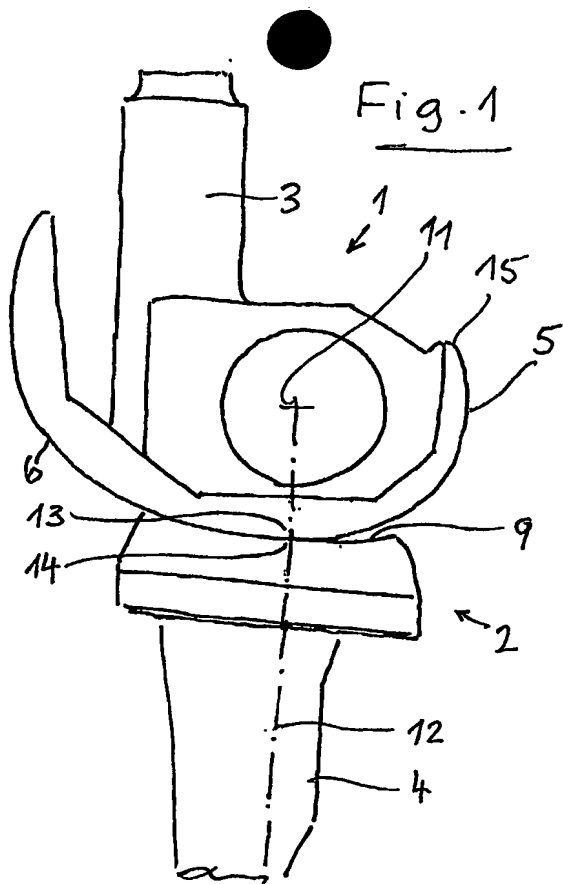
- 5 1. Knieprothese mit einem femoralen Prothesenteil (1), der ein Paar von Kondylengleitflächen (5) bildet, einem ti-  
bialen Teil (2), der mit den Kondylengleitflächen (5) zu-  
sammenwirkende Tibiagleitflächen (9) aufweist, sowie ei-  
nem Kupplungsteil (10), der die femoralen und tibialen  
10 Teile (1, 2) drehbar um eine zum Schienbein etwa paralle-  
le Rotationsachse (12) miteinander verbindet, wobei die  
Tibiagleitflächen einen Bereich (14) normalen Kontakts  
aufweisen, welcher mit der zugehörigen Kondylengleitflä-  
che (5) bei gleicher AP-Ausrichtung der femoralen und ti-  
bialen Teile (1, 2) zusammenwirkt und vor dem Bereich  
15 (14) normalen Kontakts mit einem Krümmungsradius anstei-  
gen, der wesentlich größer als der Krümmungsradius des  
mit der Tibiagleitfläche zusammenwirkenden Teils (13-15)  
der Kondylengleitfläche (5) ist, dadurch gekennzeichnet,  
daß die Tibiagleitflächen (9) auch hinter dem Bereich  
20 (14) normalen Kontakts dergestalt ansteigen, daß im Falle  
von Rotation jede der beiden Kondylengleitflächen (5) mit  
der zugehörigen Tibiagleitfläche (9) vor bzw. hinter dem  
Bereich (14) normalen Kontakts in Berührung bleibt.
- 25 2. Prothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die  
Rotationsachse (12) gegenüber beiden Prothesenteilen (1,  
2) fest angeordnet ist.
- 30 3. Prothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die  
Rotationsachse (12) gegenüber einem der beiden Prothesen-  
teile (1, 2) in AP-Richtung verschiebbar angeordnet ist.

4. Prothese nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Krümmungsradius des mit der Tibia-  
~~gleitfläche (9) zusammenwirkenden Teils (13-15) der Kon-~~  
dylengleitfläche (5) in der Beugeebene im wesentlichen  
konstant ist.

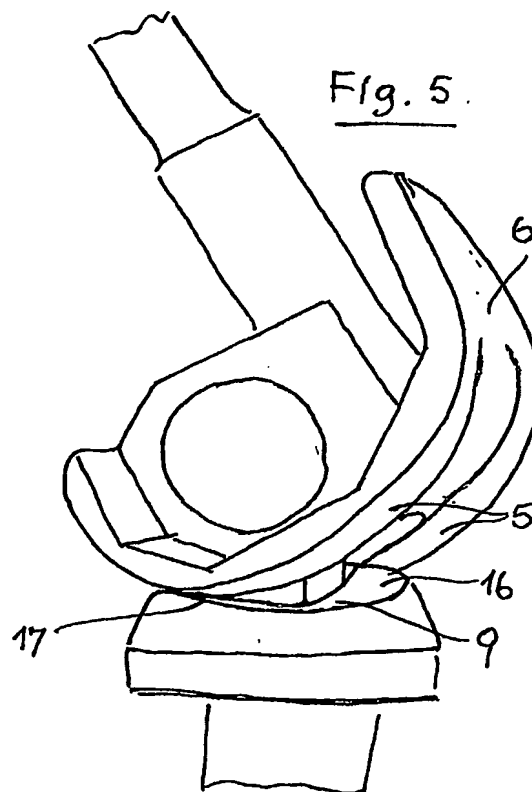
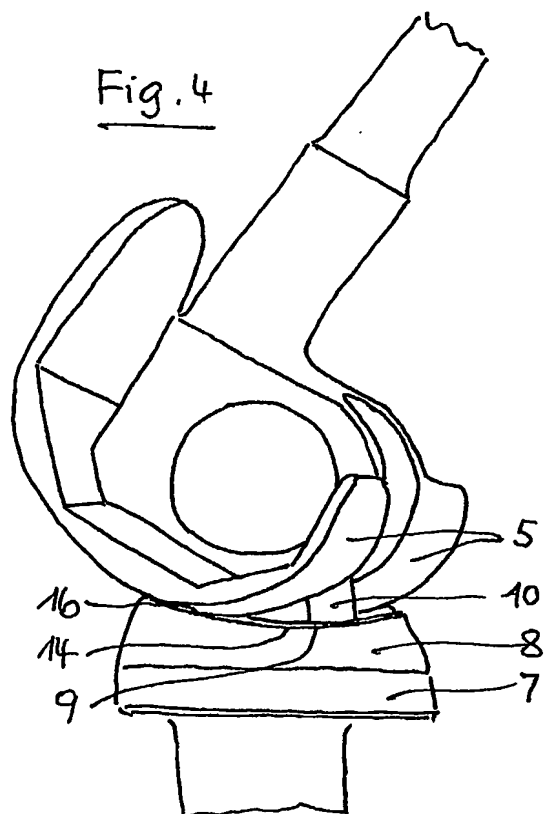
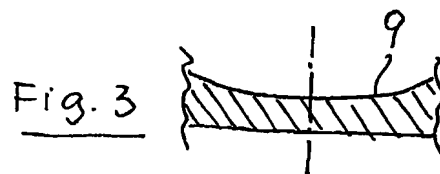
26. Juli 2002

## Zusammenfassung

5 Knieprothese mit einem femoralen Prothesenteil (1), der ein  
Paar von Kondylengleitflächen (5) bildet, einem tibialen Teil  
(2), der mit den Kondylengleitflächen (5) zusammenwirkende  
Tibiagleitflächen (9) aufweist, sowie einem Kopplungsteil  
(10), der die femoralen und tibialen Teile (1, 2) drehbar um  
eine zum Schienbein etwa parallele Rotationsachse (12) mit-  
einander verbindet. Bei gleicher AP-Ausrichtung der femoralen  
10 und tibialen Teile (1, 2) wird die Last über einen mittleren  
Bereich 14 der Tibiagleitflächen (9) übertragen. Erfindungs-  
gemäß steigt die Tibiagleitfläche (9) nicht nur vor diesem  
Bereich (14) normalen Kontakts, sondern auch dahinter derart  
an, daß im Falle von Rotation der beiden Prothesenteile (1,  
15 2) gegeneinander jede der beiden Kondylengleitflächen (5) mit  
der zugehörigen Tibiagleitfläche (9) vor bzw. hinter dem Be-  
reich (14) normalen Kontakts in Berührung bleibt.



EPO-Munich  
58  
26. Juli 2002



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**